

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GR&E DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

VICENTE COSTAMILAN DA CUNHA

**Métodos de Segmentação Automática de Sinais  
de Eletromiografia de Superfície para  
Classificação de Movimentos Utilizando Redes  
Neurais Artificiais**

Porto Alegre

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

VICENTE COSTAMILAN DA CUNHA

**Métodos de Segmentação Automática de Sinais de  
Eletromiografia de Superfície para Classificação de  
Movimentos Utilizando Redes Neurais Artificiais**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Eng. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2015

INSERIR A FICHA BIBLIOGRÁFICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

VICENTE COSTAMILAN DA CUNHA

## **Métodos de Segmentação Automática de Sinais de Eletromiografia de Superfície para Classificação de Movimentos Utilizando Redes Neurais Artificiais**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica

Trabalho aprovado. Porto Alegre, XX de XXXXXX de 2015:

---

**Prof. Dr. Eng. Alexandre Balbinot**  
Orientador

---

**Professor**  
Convidado 1

---

**Professor**  
Convidado 2

Porto Alegre  
2015

*INSERIR DEDICATÓRIA*

# Agradecimentos

INSERIR AGRADECIMENTOS

*Take nothing on its looks;  
take everything on evidence.  
There's no better rule.*

Charles Dickens, Great Expectations

# Resumo

A segmentação de sinais de eletromiografia (EMG) é parte essencial de pré-processamento em aplicações de reconhecimento de movimentos e controle de próteses, separando trechos de interesse do sinal correspondentes a esforços musculares e descartando trechos de sinal com baixa atividade muscular. Neste estudo, quatro métodos para segmentação automática de sinais de EMG foram implementados em MATLAB. Os métodos foram aplicados aos sinais de EMG de superfície a base de dados do projeto Ninapro e aos sinais da base de dados adquiridos pelo Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica da UFRGS. Uma rede neural artificial foi utilizada para classificar os movimentos realizados correspondentes aos sinais segmentados com os quatro métodos. TODO: RESULTADOS.

**Palavras-chave:** Eletromiografia. Segmentação. Base de dados Ninapro.



# Abstract

TRADUZIR RESUMO

**Keywords:** Eletromiography. Segmentation. MATLAB. Ninapro database.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Soma de potenciais de ação das $n$ fibras de uma unidade motora, formando uma MUAP $h(t)$ . . . . .	15
Figura 2 – MUAPTs de diferentes MUs somam-se para compor o sinal adquirido por um canal de EMG. . . . .	16
Figura 3 – Fluxograma representativo do MTD1. . . . .	18
Figura 4 – Fluxograma representativo do MTD2. . . . .	19
Figura 5 – Fluxograma representativo do MTD3. . . . .	21
Figura 6 – Fluxograma representativo do MTD4. . . . .	23

# Lista de tabelas

Tabela 1	–	Parâmetros utilizados para definir MTD1. . . . .	17
Tabela 2	–	Parâmetros utilizados para definir MTD2. . . . .	19
Tabela 3	–	Parâmetros utilizados para definir MTD3. . . . .	20
Tabela 4	–	Parâmetros utilizados para definir MTD4. . . . .	22

# Lista de abreviaturas e siglas

EMG	Eletromiografia
MU	<i>Motor Unit</i>
MUAP	<i>Motor Unit Action Potencial</i>
MUAPT	<i>Motor Unit Action Potencial Trains</i>
MTD#	<i>Método número #</i>
BEP	<i>Beginning Extraction Point</i>
EEP	<i>Ending Extraction Point</i>

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>15</b>
<b>2.1</b>	<b>Sinais de Eletromiografia</b>	<b>15</b>
<b>2.2</b>	<b>Métodos de Segmentação</b>	<b>16</b>
2.2.1	Método 1 - método iterativo utilizando <i>thresholding</i> para detecção de centros de segmentos de comprimento constante (MTD1)	17
2.2.2	Método 2 - método não iterativo utilizando <i>thresholding</i> para detecção de centros de segmentos de comprimento constante (MTD2)	18
2.2.3	Método 3 - método com janela deslizante para detecção de BEP e EEP de segmentos utilizando variação total (MTD3)	20
2.2.4	Método 4 - método com janela deslizante para detecção de BEP e EEP de segmentos utilizando <i>thresholding</i> (MTD4)	22
<b>2.3</b>	<b>Redes Neurais Artificiais</b>	<b>24</b>
<b>2.4</b>	<b>Base de Dados Utilizadas</b>	<b>24</b>
2.4.1	Base de Dados Ninapro	24
2.4.2	Base de Dados do IEE	24
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA EXPERIMENTAL</b>	<b>25</b>
<b>3.1</b>	<b>Métodos de Segmentação</b>	<b>25</b>
3.1.1	MTD1	25
3.1.2	MTD2	25
3.1.3	MTD3	25
3.1.4	MTD4	25
<b>3.2</b>	<b>Rede Neural Artificial</b>	<b>25</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>27</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>28</b>
<b>7</b>	<b>PROPOSTAS DE FUTUROS TRABALHOS</b>	<b>29</b>

# 1 Introdução

Sinais de EMG apresentam crescentes aplicações no controle de próteses mioelétricas. Por exemplo, (HARGROVE *et al.* 2013) mostram o controle de uma prótese de perna de um amputado acima do joelho direito, enquanto (JUN-UK CHU *et al.* 2007) apresentou bons resultados de reconhecimento de padrões de EMG para desenvolvimento de uma prótese multifuncional de mão. Em áreas não relacionadas à próteses, (CONSTANTINOS S. PATTICHIS *et al.* 1995) utilizaram redes neurais artificiais para realização de diagnósticos clínicos de desordens neuromusculares.

As principais estratégias para caracterização de sinais de EMG e potenciais de ação das unidades motoras baseiam-se no uso de um método classificador. Métodos de classificação utilizados incluem - entre inúmeros outros - redes neurais artificiais (HUDGINS *et al.* 1993), classificador Bayesiano (ENGLEHART & HUDGINS, 2003) e lógica *fuzzy* (CHAN *et al.* 2000). Tais sistemas de classificação necessitam, como parte do pré-processamento, segmentar os sinais de EMG adquiridos, para então realizar extração de características dos segmentos como amplitude, número de cruzamentos por zero, coeficientes de autoregressão, transformadas de Fourier e, mais recentemente, transformadas Wavelet (JUN-UK CHU *et al.* 2007).

Este trabalho tem como objetivo desenvolver em MATLAB quatro diferentes métodos de segmentação automática de sinais de EMG. Os métodos serão aplicados em sinais da base de dados do projeto Ninapro (ATZORI *et al.* 2012) - que contém sinais de dez canais de EMG de superfície para 52 diferentes movimentos de mão e punho - e em sinais da base de dados similarmente adquiridos pelo Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica.

Os primeiros dois métodos (que serão identificados neste estudo pelos mnemônicos MTD1 e MTD2) tratam da detecção de picos do sinal utilizando *thresholding* e produzem segmentos de comprimento constante centrados nestes picos. O terceiro (MTD3) e quarto (MTD4) métodos utilizam de janela deslizante para identificação de pontos iniciais e finais dos segmentos, produzindo segmentos de comprimento variável. Para as implementações dos métodos neste estudo, assume-se o conhecimento *a priori* do número de segmentos de interesse contidos no sinal.

O primeiro método (MTD1) é baseado no método de segmentação utilizado em (CHAUVET *et al.* 2001). Trata-se de método iterativo, identificando os picos do sinal a partir de *threshold* de amplitude, segmentando o sinal em janelas de comprimento constante centradas nos picos. O valor de *threshold* para a primeira iteração corresponde ao máximo

absoluto do sinal. A cada nova iteração em que não se atinge um número desejado de segmentos, o novo *threshold* é calculado como fração do *threshold* da iteração anterior.

O segundo método (MTD2) é baseado no método de segmentação utilizado em (KATSIS *et al.* 2006). De forma similar ao MTD1, também utiliza *threshold* para detecção de picos do sinal e segmentação com janelas de comprimento constante em torno dos picos. Diferentemente de MTD1, MTD2 não é iterativo, utilizando o valor máximo e o comprimento do sinal para cálculo do valor de *threshold*.

O terceiro método (MTD3) é baseado no método de segmentação utilizado em (GUT & MOSCHYTZ, 2000). Uma janela deslizante percorre o sinal e identifica inícios de segmentos quando a declividade média no interior da janela excede determinado valor limite. Os finais dos segmentos são identificados quando a variação total do sinal no interior da janela é inferior a um segundo valor de *threshold*.

O quarto método (MTD4) é baseado no método de segmentação utilizado em (PATTICHIS *et al.* 1995). Os pontos de início do segmento são tais que, em uma janela à esquerda do ponto, o sinal mantém-se abaixo de determinado *threshold*. Os pontos de final de segmento, de forma similar, são tais que, em uma janela à direita do ponto, o sinal mantém-se abaixo do *threshold*.

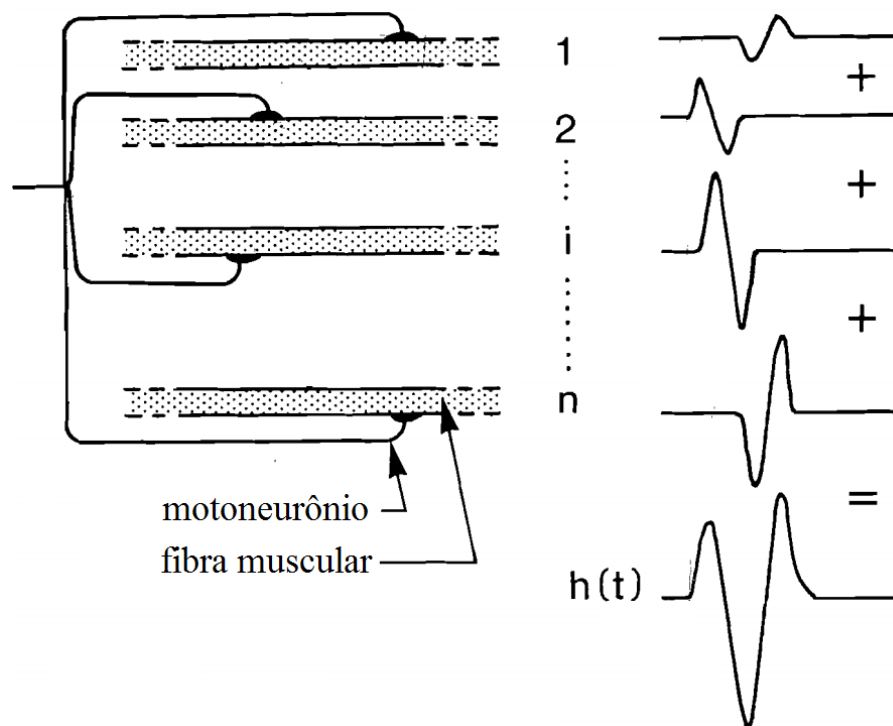
Utilizando valores de RMS, variância e frequência mediana dos sinais segmentados, uma rede neural artificial será treinada para classificar entre possíveis movimentos. O objetivo final deste estudo é avaliar a influência dos métodos de segmentação nas taxas de acerto de classificação.

## 2 Revisão Bibliográfica

### 2.1 Sinais de Eletromiografia

Sinais de EMG podem ser adquiridos por eletrodos posicionados na superfície da pele (eletrodo não invasivo) ou por agulhas introduzidas no tecido muscular (eletrodo invasivo). Sinais de EMG são compostos por potenciais de ação de fibras musculares organizadas em unidades funcionais chamadas de "unidades motoras" (MU - *Motor Unit*) (DE LUCA *et al.* 2006). Uma unidade motora é composta por um neurônio motor e as fibras musculares que ele inerva, e é a entidade fundamental que controla a ativação de músculos estriados (BUCHTAL and SCHMALBRUCH, 1980). A soma algébrica dos potenciais de ação de todas as fibras de uma unidade motora é chamada de "potencial de ação da unidade motora", ou em inglês, MUAP (*Motor Unit Action Potential*) (ALMEIDA, 1997). A Figura 1 apresenta a composição de uma MUAP a partir da soma dos potenciais das fibras de uma unidade motora.

Figura 1: Soma de potenciais de ação das  $n$  fibras de uma unidade motora, formando uma MUAP  $h(t)$ .

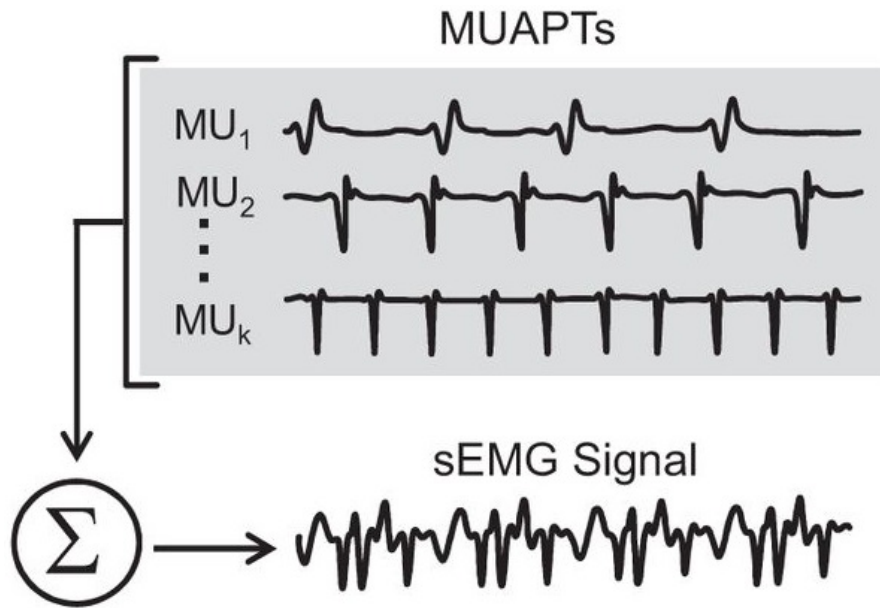


Fonte: adaptado de BASMAJIAN & DE LUCA, 1985



Dependendo do método utilizado para aquisição de EMG, é comum a captura da contribuição de mais de uma unidade motora no mesmo canal. A influência de uma unidade motora no sinal adquirido depende principalmente da distância das fibras musculares ao ponto de aquisição (HAMMARBERG and STERNAD, 2002). Sinais de EMG de longa duração são constituídos por sequências temporais de MUAPs, também conhecidas como MUAPTs (*MUAP Trains*). A Figura 2 exemplifica MUAPTs de diferentes MUs que somam-se para formar um sinal de EMG de longa duração.

Figura 2: MUAPTs de diferentes MUs somam-se para compor o sinal adquirido por um canal de EMG.



Fonte: adaptado de KLINE & DE LUCA, 2014

## 2.2 Métodos de Segmentação

Esta seção descreve os métodos de segmentação que foram utilizados como base teórica para os métodos desenvolvidos neste trabalho. Nota-se que nomes utilizados para variáveis e constantes (por exemplo, sinal a ser segmentado ' $x$ ', *threshold* ' $T$ ', etc.) foram determinados pelo autor deste estudo, não necessariamente sendo estes utilizados nos métodos originais.

Para as definições dos métodos 3 e 4 (MTD3 e MTD4) são utilizados os termos BEP (*beginning extraction point*, ponto inicial de um segmento) e EEP (*ending extraction point*, ponto final de um segmento), também utilizados em (PATTICHIS *et al.* 1995).

### 2.2.1 Método 1 - método iterativo utilizando *thresholding* para detecção de centros de segmentos de comprimento constante (MTD1)

Este é o método iterativo de segmentação utilizado em (CHAUVET *et al.* 2001). As definições da Tabela 1 serão utilizados para descrever este método.

Tabela 1: Parâmetros utilizados para definir MTD1.

Nome	Descrição
$x$	Sinal a ser segmentado
$L$	Comprimento total do sinal a ser segmentado
$l$	Comprimento desejado para os segmentos
$T_k$	Valor de <i>threshold</i> para a iteração $k$
$T_{lim}$	Valor de limite inferior para o <i>threshold</i>
$q$	Fração de $T_{k-1}$ para determinação de $T_k$
$N_k$	Número total de candidatos para centros de segmentos identificados na iteração $k$
$r_k$	Razão entre número de candidatos identificados na iteração $k$ e o comprimento total do sinal
$r_{target}$	Razão mínima esperada para $r_k$ , utilizada para determinar o final do método

Inicialmente, determina-se o valor de *threshold*  $T_0$  equivalente ao máximo absoluto do sinal a ser segmentado  $x$  (Equação (2.1)). O valor  $T_k$  é atualizado em cada iteração  $k$  como sendo uma fração  $q$  de  $T_{k-1}$  (Equação (2.2)). No trabalho de (CHAUVET *et al.* 2001), este valor  $q$  foi empiricamente determinado em 90%.

$$T_0 = \max(x) \quad (2.1)$$

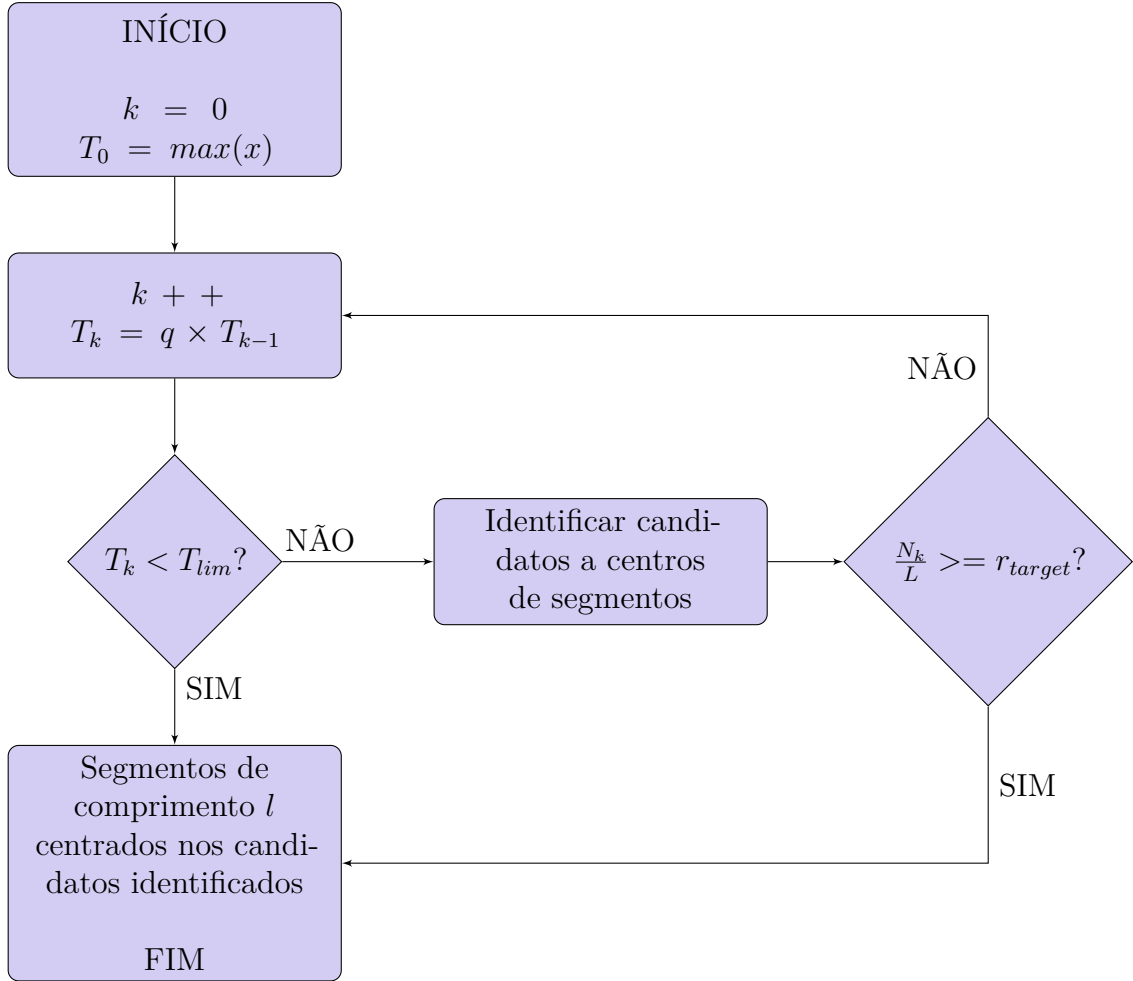
$$T_k = q \times T_{k-1} \quad (2.2)$$

Pontos do sinal acima do valor de  $T_k$  são possíveis candidatos para centros de segmentos. Caso exista mais de um possível candidato em uma vizinhança bilateral de  $l$  amostras do sinal, apenas o ponto de maior amplitude nesta vizinhança é considerado. Para determinar o final do método, avalia-se a razão  $r_k$  entre a quantidade identificada de candidatos  $N_k$  e o comprimento total do sinal  $L$  (Equação (2.3)). Caso  $r_k$  seja menor que um valor predeterminado  $r_{target}$ , calcula-se  $T_{k+1}$  para realização da próxima iteração (Equação (2.2)). Caso  $r_k$  seja maior ou igual ao valor predeterminado  $r_{target}$ , encerra-se o método e os segmentos são tomados como janelas de sinal de comprimento  $l$ , centradas nos candidatos identificados na última iteração.

$$r_k = \frac{N_k}{L} \quad (2.3)$$

Adicionalmente, o estabelecimento de um valor limite mínimo para *threshold*  $T_{lim}$  garante que o método não entre em laço infinito e evita detecção de segmentos em trechos de baixa atividade muscular. Caso o valor de *threshold*  $T_k$  para a iteração atual seja inferior a  $T_{lim}$ , encerra-se o processo iterativo. O método de segmentação MTD1 é representado pelo fluxograma da Figura 3.

Figura 3: Fluxograma representativo do MTD1.



### 2.2.2 Método 2 - método não iterativo utilizando *thresholding* para detecção de centros de segmentos de comprimento constante (MTD2)

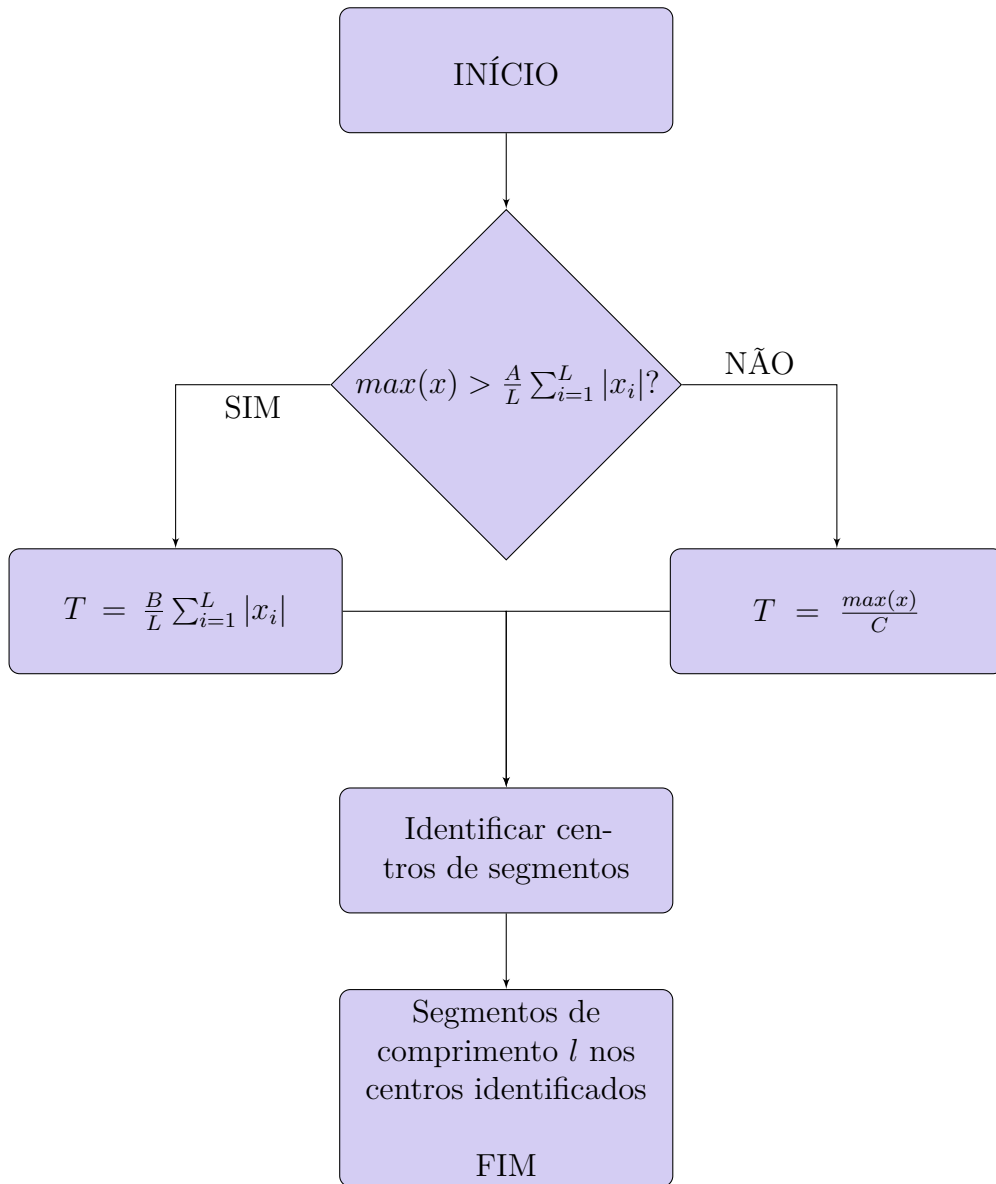
Este é o método de segmentação utilizado em (KATSIS *et al.* 2006), que será descrito pelas definições da Tabela 2. Primeiramente, seleciona-se entre dois métodos de cálculo de *threshold*  $T$ : ou utiliza-se  $T$  como múltiplo da média aritmética do sinal  $x$ ; ou  $T$  é uma fração do valor máximo do sinal  $x$ . O trabalho de (KATSIS *et al.* 2006) utiliza a relação do fluxograma da Figura 4 para o cálculo de *threshold*  $T$ .

De forma similar ao MTD1, os pontos do sinal que tiverem valor acima de  $T$  são considerados possíveis candidatos para centros de segmentos. Para os possíveis candidatos

Tabela 2: Parâmetros utilizados para definir MTD2.

Nome	Descrição
$x$	Sinal a ser segmentado
$L$	Comprimento total do sinal a ser segmentado
$l$	Comprimento desejado para os segmentos
$T$	Valor de <i>threshold</i>
$A$	Coefficiente utilizado para decisão de método de cálculo de $T$
$B$	Múltiplo da média aritmética do sinal $x$ para obtenção de $T$
$C$	Fração do valor máximo do sinal $x$ para cálculo de $T$

Figura 4: Fluxograma representativo do MTD2.



que estiverem afastados de uma distância inferior a  $l$ , apenas o candidato de maior amplitude é considerado. Em (KATSIS *et al.* 2006) utilizou-se coeficientes  $A$ ,  $B$  e  $C$  respectivamente de 30, 5 e 5, com comprimento  $l$  de 121 amostras.

### 2.2.3 Método 3 - método com janela deslizante para detecção de BEP e EEP de segmentos utilizando variação total (MTD3)

Este é o método de segmentação utilizado em (GUT and MOSCHYTZ, 2000). As definições da Tabela 3 serão utilizados para descrever este método.

Tabela 3: Parâmetros utilizados para definir MTD3.

Nome	Descrição
$x$	Sinal a ser segmentado
$W$	Comprimento da janela deslizante utilizada pelo método
$w_0$	Número da amostra mais a esquerda da janela. Determina a posição instantânea da janela
$\beta$	Declividade média do sinal $x$ contido na janela deslizante
$B$	Valor limite para declividade média que determina um BEP
$\gamma$	Variação total do sinal $x$ contido na janela deslizante
$C$	Valor limite para variação total que determina um EEP

Uma janela deslizante de comprimento  $W$  percorre o sinal da esquerda para a direita. Caso a declividade média  $\beta$  do trecho de sinal contido pela janela, calculado pela Equação (2.4), exceda um limite  $B$ , o ponto mais à esquerda da janela  $w_0$  determina a BEP de um segmento.

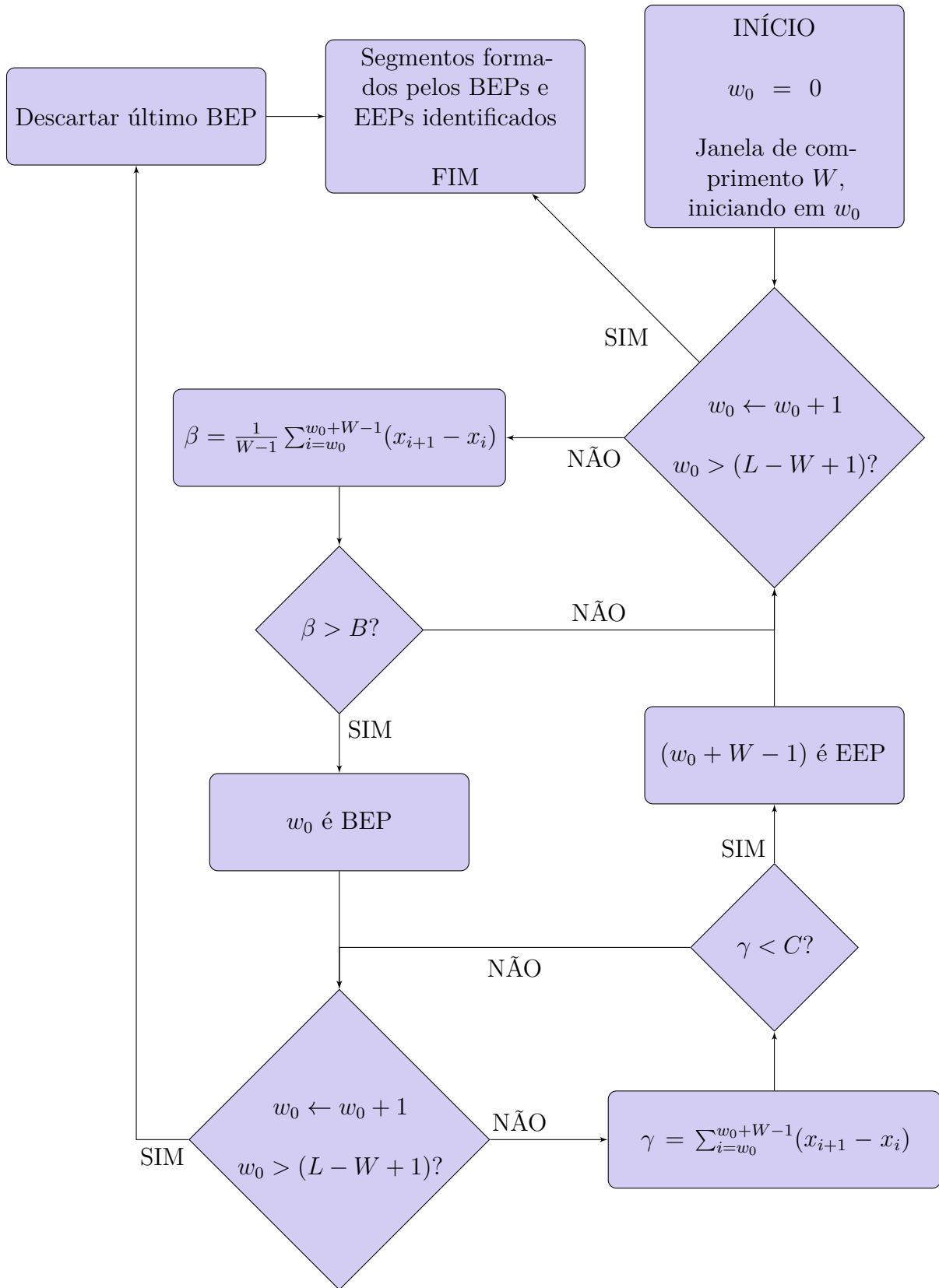
$$\beta = \frac{1}{W} \sum_{i=w_0+1}^W (x_i - x_{i-1}) \quad (2.4)$$

O EEP do correspondente segmento é então obtido como o ponto mais à direita da janela ( $w_0 + W - 1$ ) quando a variação total  $\gamma$ , dado pela Equação (2.5), do trecho de sinal contido pela janela for menor que um limite  $C$ .

$$\gamma = \sum_{i=w_0+1}^W (x_i - x_{i-1}) \quad (2.5)$$

O MTD3 pode ser representado pelo fluxograma da Figura 5.

Figura 5: Fluxograma representativo do MTD3.



### 2.2.4 Método 4 - método com janela deslizante para detecção de BEP e EEP de segmentos utilizando *thresholding* (MTD4)

Este é o método de segmentação utilizado em (PACHITTIS *et al.* 1995). As definições da Tabela 4 serão utilizados para descrever este método.

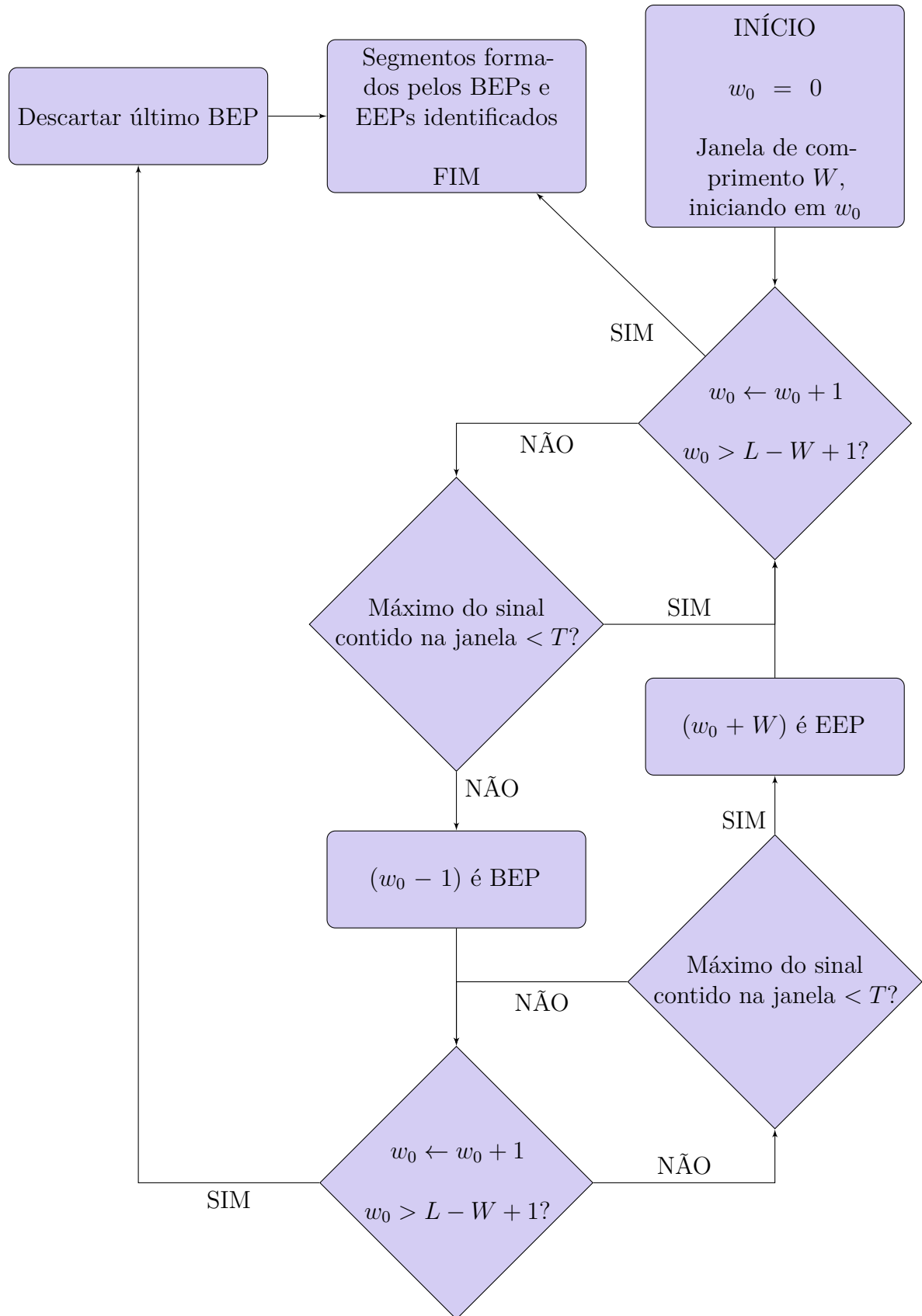
Tabela 4: Parâmetros utilizados para definir MTD4.

Nome	Descrição
$x$	Sinal a ser segmentado
$L$	Comprimento total do sinal $x$
$W$	Comprimento da janela deslizante utilizada pelo método
$T$	Valor de <i>threshold</i>

Uma janela deslizante de comprimento  $W$  com início em  $w_0$  percorre o sinal da esquerda para a direita. Os BEPs dos segmentos são pontos  $w_0$  tais que o valor máximo do sinal contido pela janela permanece abaixo do valor de *threshold*  $T$ . Para sequências de pontos consecutivos que atendam esta especificação, seleciona-se o último ponto (ponto mais à direita). As EEPs são identificadas de forma similar, sendo os primeiros pontos  $w_0 + W - 1$  após as BEPs nos quais o sinal contido pela janela permanece abaixo do valor de *threshold*  $T$ .

No trabalho de (PACHITTIS *et al.* 1995), utilizou-se janelas de comprimento  $W$  correspondente a 3 *ms* de aquisição e *threshold*  $T$  de  $\pm 40 \mu V$  (o sinal de EMG segmentado não era retificado). O fluxograma da Figura 6 representa o MTD4.

Figura 6: Fluxograma representativo do MTD4.





## 2.3 Redes Neurais Artificiais

TODO: REVISÃO SOBRE REDES NEURAIIS

## 2.4 Base de Dados Utilizadas

### 2.4.1 Base de Dados Ninapro

### 2.4.2 Base de Dados do IEE

## 3 Metodologia Experimental

### 3.1 Métodos de Segmentação

#### 3.1.1 MTD1

#### 3.1.2 MTD2

#### 3.1.3 MTD3

#### 3.1.4 MTD4

### 3.2 Rede Neural Artificial

TODO: DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS UTILIZADOS TODO: DIMENSIONAMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DA REDE EM MATLAB

## 4 Resultados e Discussões

## 5 Resultados e Discussões

## 6 Conclusões

## 7 Propostas de Futuros Trabalhos